

冠状动脉非介入性 多排螺旋CT成像图集

Atlas of Non-Invasive Coronary Angiography
by Multidetector Computed Tomography

[西]庞斯-亚多 列达-佩特拉加 主编
张振显 主译 岳 勇 审校



西安交通大学出版社
XI'AN JIAOTONG UNIVERSITY PRESS

冠状动脉非介入性 多排螺旋CT成像图集

Atlas of Non-Invasive Coronary Angiography
by Multidetector Computed Tomography

主 编 [西]庞斯-亚多, 列达-佩特拉加

主 译 张振显 审 校 岳 勇

副主译 杨宏志 郝永强

译 者 (以姓氏笔画为序)

王生海	延安市人民医院
闫 龙	延安市人民医院
宋延峰	延安市人民医院
李延静	延安大学附属医院
李建军	延安市人民医院
李欣文	延安市人民医院
李佩玲	中国医科大学第一附属医院
张振显	延安市人民医院
陈海海	延安市人民医院
宋 鹏	延安市人民医院
吴 鹏	延安市人民医院
杨宏志	延安大学附属医院
杨 鹏	延安市人民医院
郝永强	东芝医疗系统(中国)有限公司
高 慧	延安大学附属医院
曾 茗	延安市人民医院



西安交通大学出版社
XI'AN JIAOTONG UNIVERSITY PRESS

Atlas of Non-Invasive Coronary Angiography by Multidetector Computed Tomography
by Guillem Pons-Lladó, Rubén Leta-Petracca. 1st ed.

ISBN: 978 - 0 - 387 - 33044 - 0

This edition first published 2006 © 2006 Springer Science+Business Media, LLC

Springer Science+Business Media, LLC, as sole owner of the right to grant licenses, grants to Xi'an Jiao-tong University Press the right to translate into the Chinese Simplified language the Work entitled Atlas of Non-Invasive Coronary Angiography by Multidetector Computed Tomography by Guillem Pons-Lladó and Rubén Leta-Petracca (edition: 1; year of publication: 2006) the exclusive, non-assignable right to produce and publish this Work in book form at their own expense in China Mainland.

陕西省版权局著作权合同登记号:图字 25 - 2015 - 512 号

图书在版编目(CIP)数据

冠状动脉非介入性多排螺旋 CT 成像图集/(西)庞斯-亚多,(西)列达-佩特拉加主编;张振显等译. —西安:西安交通大学出版社,2015.9

书名原文:Atlas of Non-Invasive Coronary Angiography by Multidetector Computed Tomography
ISBN 978 - 7 - 5605 - 7947 - 4

I. ①冠… II. ①庞… ②列… ③张… III. ①冠状动脉造影-计算机 X 线扫描体层摄影-图集 IV. ①R816.2 - 64

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2015)第 214364 号

书 名 冠状动脉非介入性多排螺旋 CT 成像图集
主 编 [西]庞斯-亚多,列达-佩特拉加
译 者 张振显 等
责任编辑 赵文娟 鄧梦杰

出版发行 西安交通大学出版社
(西安市兴庆南路 10 号 邮政编码 710049)
网 址 <http://www.xjtupress.com>
电 话 (029)82668357 82667874(发行中心)
(029)82668315(总编办)
传 真 (029)82668280
印 刷 陕西天丰印务有限公司

开 本 787mm×1092mm 1/16 印张 9.75 字数 173 千字
版次印次 2015 年 10 月第 1 版 2015 年 10 月第 1 次印刷
书 号 ISBN 978 - 7 - 5605 - 7947 - 4/R · 1017
定 价 88.00 元

读者购书、书店添货,如发现印装质量问题,请与本社发行中心联系、调换。
订购热线:(029)82665248 (029)82665249
投稿热线:(029)82667663
读者信箱:xjtu_mpress@163.com

版权所有 侵权必究

译者前言

近年来,随着多排螺旋 CT 的快速发展,心脏冠状动脉疾病 CT 检查应用也越来越广泛。由于多排螺旋 CT 的心脏冠状动脉疾病检查属于无创性检查,操作相对简单,并且可获取清晰冠状动脉、心腔、心肌等相关数据,从而使影像科医生对冠状动脉疾病的诊断及量化分析更加准确。目前该项检查已得到心脏科医生的广泛认可,患者对其需求将不断增加,因此冠状动脉多排螺旋 CT 检查的应用也将更有前景。

目前,各医疗器械厂家对 CT 设备的硬件及软件均进行着不断的优化,使其应用越来越便捷且准确性不断提高。先进设备的引进给影像、临床科室及医院的整体发展带来了革命性变化的同时,对影像科医生及相关临床医生的要求也更高、更严格。影像科医生需熟知冠状动脉多排螺旋 CT 检查的基本原理、操作技术要求及临床需求,对冠状动脉进行钙化积分、冠状动脉成像、粥样斑块分析、心功能分析进行准确的评估。国内较多基层医院虽然已经拥有了 64 排或以上的多排螺旋 CT,但仍存在影像医生对基本原理及扫描技术的掌握不够,仪器操作不熟练,检查不够规范等诸多不足,由此导致扫描不成功或图像伪影较大。还有一些影像科医生对冠状动脉相关疾病的临床及病理知识掌握不充分,对疾病不能进行全面、准确的分析,往往作出不够专业、未达到临床需求的诊断,造成不必要的漏误诊及资源浪费。因此,我们认为,冠状动脉检查前的系统准备、诊断流程和诊断相关专业知识的培训是十分必要的。这就需要对相关人员不断学习及进行不定期地培训,才能提高冠状动脉多排螺旋 CT 检查的准确率和工作效率,从而为患者提供更加优质的医疗服务,确保医疗质量不断提升。

本书详细地讲解了心脏冠状动脉的 CT 扫描技术、解剖、变异、冠状动脉疾病及心功能分析相关知识,配有大量典型病例,内容丰富,适合医院影像科医师作为专业教材进行深入学习、掌握,也可作为辅助资料供相关科室临床医师参考学习,尤其是对于提升基层医院影像检查准确率具有重要意义。希望本书能够成为影像及相关科室医生精进业务、提升水平、交流学习的好伙伴。本书翻译历经二年余,由于全体翻译人员经验及能力仍十分有限,难免有错误、不当之处,望读者谅解并及时批评指正,提出意见建议,以促进本书的不断丰富和完善。

每一项成果的问世,都离不开作者孜孜不倦的求索和付出,在此,特别感谢本书的原作者——西班牙心脏影像专家 Guillem Pons-Lladó, Rubén Leta-Petracca 两位医学博士为本书做出的巨大贡献及支持。

张振显

2015 年 9 月 7 日

目 录

译者前言	(i)
第 1 章 多排螺旋 CT 心脏应用基础知识	(1)
1.1 简介	(1)
1.2 CT 发展史	(1)
1.3 多排螺旋 CT 在心脏应用中的基础知识	(2)
1.3.1 探测器	(3)
1.3.2 图像重建	(4)
1.3.3 时间分辨率	(6)
1.3.4 空间分辨率	(6)
1.3.5 放射剂量的控制	(7)
1.4 多排螺旋 CT 在心脏检查中的应用	(8)
1.4.1 患者准备	(8)
1.4.2 图像采集和对比剂的使用	(8)
1.4.3 图像重建	(10)
第 2 章 正常和先天性变异的冠状动脉解剖	(14)
2.1 简介	(14)
2.2 左冠状动脉	(17)
2.2.1 左冠状动脉主干(LM)	(17)
2.2.2 左前降支(LAD)	(19)
2.2.3 左回旋支(LCx)	(22)
2.2.4 中间支	(24)
2.3 右冠状动脉(RCA)	(27)
2.4 冠状动脉优势型分型	(34)
2.5 冠状动脉的先天变异	(36)
2.5.1 引起心肌缺血的变异	(37)
2.5.2 不导致心肌缺血的变异	(38)

第 3 章 多排螺旋 CT 对冠状动脉钙化的检测和量化分析 (48)

3.1 简介 (48)

3.2 冠状动脉钙化定量分析: Agatston 法 (49)

3.3 冠状动脉钙化分析的临床意义 (52)

第 4 章 冠状动脉狭窄的识别、特征及量化分析 (58)

4.1 简介 (58)

4.2 冠状动脉病变的分析 (62)

4.2.1 多排螺旋 CT 诊断软件在冠状动脉病变中的应用 (76)

4.2.1.1 轴位图像 (76)

4.2.1.2 三维容积重建(3D VR) (76)

4.2.1.3 多平面重建(MPR) (82)

4.2.1.4 最大密度投影(MIP)和容积重建(VR)技术 (87)

4.2.2 多排螺旋 CT 冠状动脉血管成像的分析 (89)

4.2.2.1 图像伪影 (89)

4.2.2.2 冠状动脉病变程度的评估 (93)

4.2.2.3 多排螺旋 CT 在冠状动脉粥样硬化斑块成分分析中的应用 (112)

4.2.2.4 冠状动脉非粥样硬化病变 (116)

4.3 多排螺旋 CT 在冠状动脉临床实践中的应用 (120)

第 5 章 多排螺旋 CT 心脏形态学及功能学评估 (130)

5.1 心室容积和功能的评估 (130)

5.2 心肌组织学特征 (135)

索引 (142)

第 1 章

多排螺旋 CT 心脏应用基础知识

1.1 简介

从 20 世纪 70 年代发明 CT (Computed Tomography, 电子计算机断层扫描) 以来, 多排螺旋 CT (MDCT) 的推出是 CT 发展史上的一个里程碑。与单排 CT 相比, 多排螺旋 CT 采集速度更快, 时间和空间分辨率更高, 图像质量更佳。正是基于这些优势, 心脏 CT 检查才成为了可能。多排螺旋 CT 可以使放射科医生应用多种方法对所获得的信息进行分析; 随着计算机技术的快速发展, 获得不同部位真实的解剖结构, 重建出不同平面的图像, 并且可以进行不同方位间任意切换。对于复杂器官的检查, 尤其是心脏, 需要具有一定专业水平的专家负责检查与诊断。放射科医生掌握 MDCT 技术优势及资源, 心脏科医生可以提供有价值的临床观点并可以对影像进行分析, 因而, 只有心脏科医师和放射科医生密切合作, 才能得到更为准确的诊断结果。

1.2 CT 发展史

多排螺旋 CT 的基础理论是如何从多个二维图像来重建出三维图像, 这是一个复杂的数学模型, 由 Johann Radon 1917 年提出, 当时由于计算机技术的限制, 还无法将此理论应用于实践。1972 年 Allan Cormack 和 Godfrey Hounsfield 发明了第一台 CT^[1], 他们因此获得了 1979 年的诺贝尔医学奖^[2]。早期的 CT 是由一个 X 射线球管和一个两片的探测器组成, 固定在一个两侧相对 (180°) 的旋转装置上, $0\sim 180^\circ$ 每一角度都采集数据, 由此采集到所有数据后重建出断层图像, 得到的图像像素为 80×80 , 扫描时间 (时间分辨率) 超过 5 分钟。由于人体对 X 射线吸收有所不同, CT 图像可以区分不同组织器官。

持续的技术进步使 CT 的时间分辨率降低到了 5 秒以下，并且可以规律移动检查床的同时连续采集到平行的轴位图像。20 世纪 80 年代早期，与心电图同步引导得到心脏静止图像^[3]。1982 年，一先进的心脏检查设备，电子束 CT (EBCT) 的推出使心脏图像^[4]得到了显著的提升，该设备没有 X 线球管或任何旋转装置在机架中，而是由一个固定的钨靶发出电子束，因此可以非常快速的扫描，时间分辨率可以显著地降低到 50~100ms，横断面层厚可达到亚毫米 (0.8mm)，获得的图像可用于检测冠状动脉壁^[5]上的钙化及进行量化分析，加上对比剂的使用，首次得到了无创的冠状动脉血管图像^[6]。电子束 CT (EBCT) 一极大缺点是采购和维护成本太高，限制了该设备的应用。

20 世纪 80 年代后期 CT 所采用的技术称作是螺旋或螺旋采集，也代表发展史上重要的一步。在螺旋 CT 扫描中，含有一套 X 线球管和探测器的滑环在机架内快速持续旋转，患者的身体在床上沿纵轴方向连续移动的同时完成螺旋扫描^[7]。早期的旋转速度为 1s，在 1994 年降到 0.75s，因此，使得螺旋 CT 首次完成了层厚在 2~10mm 间、25~30s 内采集到一个真实的解剖部位容积数据^[7]。尽管如此，获得的图像仍然无法适用于心脏和冠状动脉成像的应用。1993 年，螺旋 CT 一个十分重要的技术产生，即多排螺旋 CT 技术。最初为双排探测器^[9]，缩短了扫描时间，仅仅适用于心脏检查而不能进行冠状动脉成像。随后在 1998 年，四排并列的探测器诞生，CT 的扫描速度也达到 0.5s，加上复杂的分段重建算法，时间分辨率达到 125~250ms 间^[10]，空间分辨率也得到了提高，使层厚降低到 1~1.25 mm。基于以上基础，虽然需要屏气时间达到 35~45s，但使获取没有运动伪影的心脏图像成为了可能。接着 8、12、16 排探测器系统也迅速面世，16 排螺旋 CT 是在 2002 年正式推出，第一次可以获取真正各向同性空间分辨率的心脏容积数据：即三个平面体素大小一样，尺寸在 0.5~0.625mm，而扫描速度低于 0.5s^[11-13]。容积重建的时间分辨率降至 53~65ms，和电子束 CT (EBCT) 接近。尽管已经很短了，16 排螺旋 CT 的屏气时间仍在 20~30s 之间，在心脏扫描还是略显欠缺。2004—2005 年，拥有 32、40、64 排探测器的新一代的多排螺旋 CT 逐步推出^[14]，其主要优势在于明显缩短了扫描时间，屏气时间低于 10s，这样就可以得到除有心律不齐和呼吸运动伪影外的绝大部分高质量清晰图像。日后，可以发展达到 256 排探测器，使空间分辨率达到 0.2mm，类似于平板探测器，产品现已经通过动物试验。

1.3 多排螺旋 CT 在心脏应用中的基础知识

决定多排螺旋 CT 图像质量的两个主要因素是：空间分辨率和时间分辨

率，而这两个参数与探测器的排数、准直器的宽度、扫描时间及进床速度（螺距）有关，所有这些均与机架内的部件相关，即X—线球管、装有准直器的探测器（图1.1）。

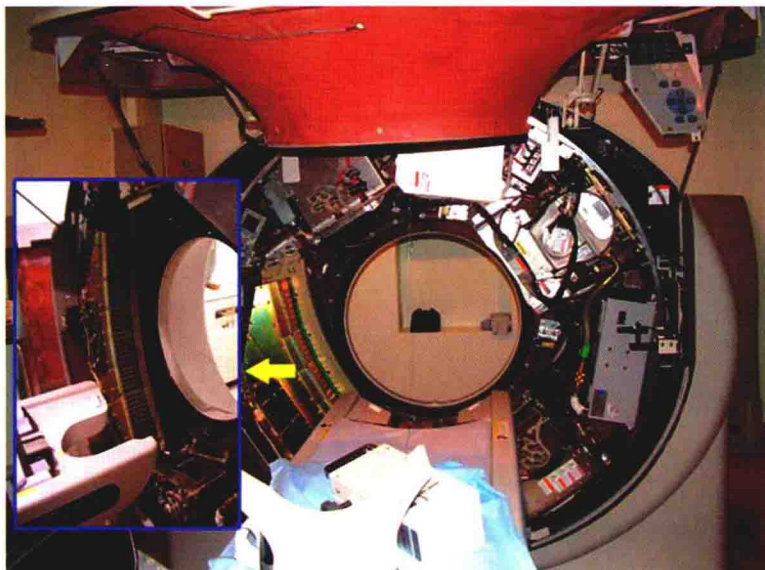


图1.1 多排螺旋CT机架内部件示意图，小图是探测器的放大图

螺旋CT扫描时球管持续旋转发射X射线的同时连续进床，X射线穿过人体产生不同程度的衰减后由探测器接收，最终图像的每一个像素都有相应的CT值，其数值取决于人体相应组织的密度。尽管说起来较容易，但是整个过程非常复杂。比如说16排螺旋CT，探测器有14,000~16,000个单元，有些甚至达到36,000个单元。探测器需要准确读取，并且计算1,000~2,000次/秒，通过插值运算，重建技术，数据几乎是实时处理，存储，这些对计算机要求均很高。

1.3.1 探测器

在多排螺旋CT的发展过程中，探测器的几何设计变化也非常大，探测器的设计需要满足不同层厚的图像，有两种探测器的设计模式：等宽和不等宽设计（固定层厚和可变层厚）（图1.2）。在等宽探测器中，探测器每个单元的宽度都是一样的，而在不等宽的探测器中，中间部分宽度要比边缘部分窄，可以在扫描时间、层厚和X线锥形束宽度间形成最佳的组合。在有些高分辨率的扫描序列中，扫描野的边缘区域会产生伪影，不等宽的设计方式可以抑制这种伪影的产生，对于普通分辨率的扫描序列，则缩短了扫描时间。

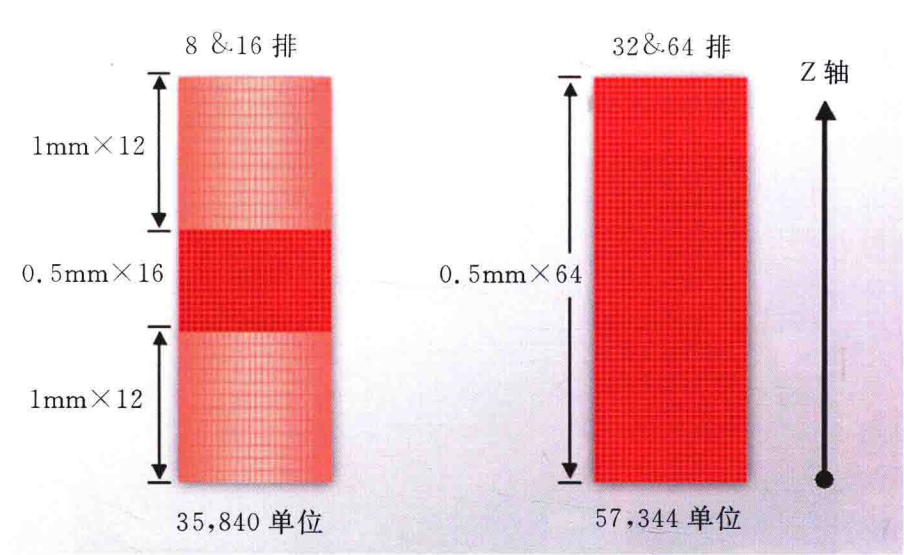


图 1.2 等宽（右侧）和不等宽（左侧）探测器图示，由东芝公司友情提供

1.3.2 图像重建

在心脏扫描中有两种重建方式：ECG 触发模式，又叫前瞻性心电门控扫描，另外一种 ECG 门控模式，又叫回顾性心电门控扫描。在前瞻性扫描中^[16]，主要扫描预设的时间窗，一般是舒张期（图 1.3），扫描时间窗可以根据心电图 R 波间的具体多少毫秒，或者心动周期的百分比来确定，此扫描模式不需要螺旋扫描，但对于每一次扫描，床都需要移动到准确的位置。通过插值算法，机架全周扫描中一部分（一般是 $240^{\circ}\sim 260^{\circ}$ ）数据用来重建图像，这种扫描模式的时间分辨率是全周扫描时间的一半（半扫描重建），这就降低了扫描时间和剂量。然而，为了控制屏气时间，最薄的扫描层厚应该在 2.5~3mm 左右，临床上，前瞻性扫描主要用冠状动脉钙化分析。回顾性扫描^[17]是在一次屏气过程中，连续进行螺旋扫描，与 ECG 心电信号同步，这样在一个心动周期的固定期相重建相应的图像，然后，对不同心动周期同样的期相进行分段重建（图 1.4）。在回顾性扫描中，心率是一个关键因素。在一次屏气过程中如果能够采集到更多的心动周期，就可以进行更多的分段重建，也就提高了空间分辨率。对 CT 来说，在这么短时间内不断变化的心率可能是一个潜在的技术瓶颈。回顾性扫描的 X 线辐射剂量比前瞻性扫描高，但是，这种模式的空间分辨率较高，扫描层厚可以达到 0.5mm，此扫描模式最适用于冠状动脉造影（CTA）及左心室功能评估，因为整个心动周期采集到的数据是连续的。

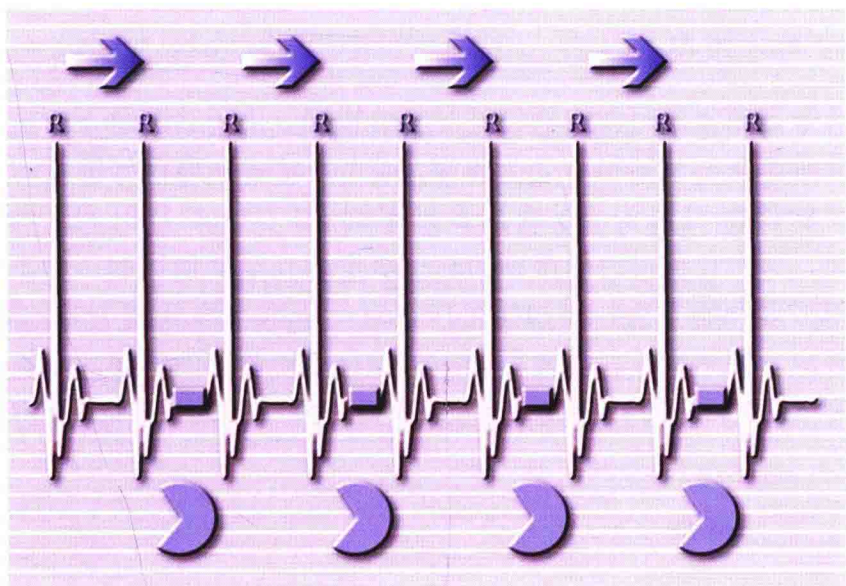


图 1.3 前瞻性心电图门控扫描，扫描时间窗为舒张末期，东芝公司友情提供

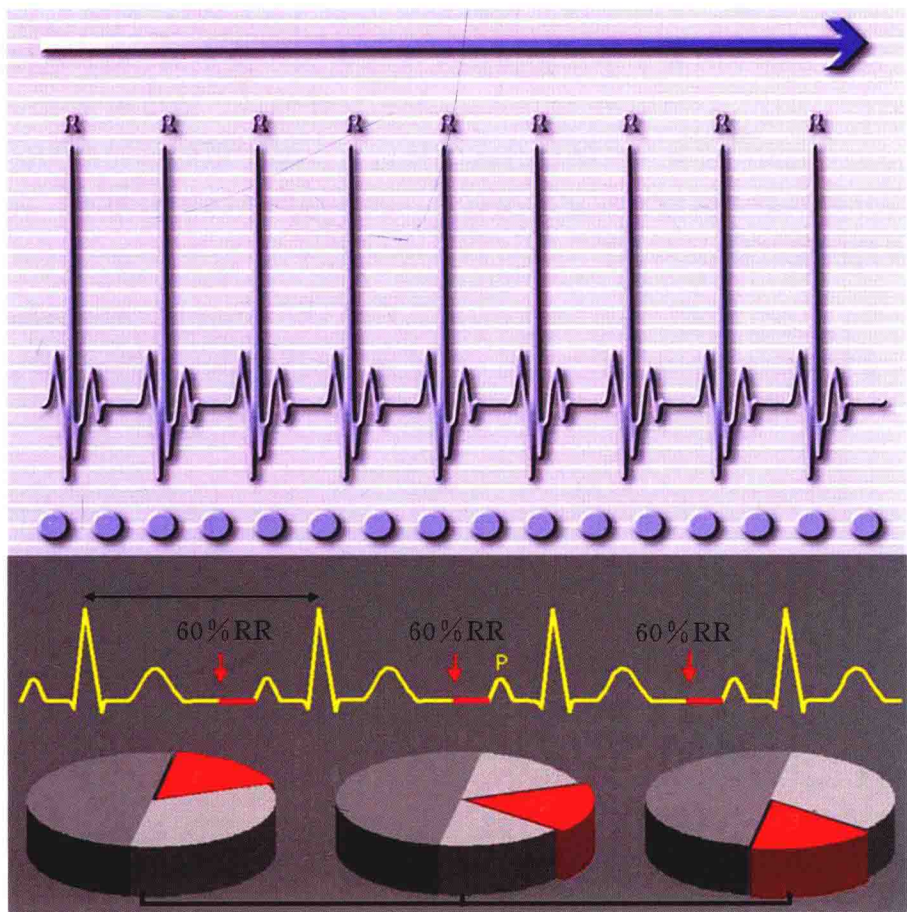


图 1.4 回顾性扫描：连续螺旋采集图像（上图），分段重建（下图），东芝公司友情提供

1.3.3 时间分辨率

每一次数据采集的时间间隔即是时间分辨率。由于心脏是不断跳动的，所以，时间分辨率在心脏扫描中尤为重要。CT 的时间分辨率与机架的扫描时间和分段重建软件密切相关。在现代多排螺旋 CT 中，扫描时间大约是 330～400ms 之间，这么长扫描时间得到的轴位图像是有运动伪影的。为了解决这个问题，应用了多种的方法；半扫描可以把时间分辨率降低到 165～200ms，但是对于心脏成像依然太长。想要得到一幅没有运动伪影的图像，最长的扫描时间不超过 50ms^[18]，这时，分段重建就起到了重要的作用，时间分辨率可以达到 50ms^[19]。

1.3.4 空间分辨率

空间分辨率的定义是：相邻两点间可以分辨的最小距离，对于多排螺旋 CT 的容积数据来说，空间分辨率包括轴位方向（XY 轴），同时也包括长轴（Z 轴）。空间分辨率的大小是由轴位图像的像素大小决定的。CT 图像的矩阵一般是 512 × 512，扫描野是 200～250mm，这样的话，轴位图像的分辨率就是 0.35～0.45mm，这就和长轴的分辨率接近。一幅图像的单元即为体素，由于长轴的分辨率是由探测器的宽度决定的，如果达到上述的分辨率，就得到了各向同性的图像（图 1.5）。

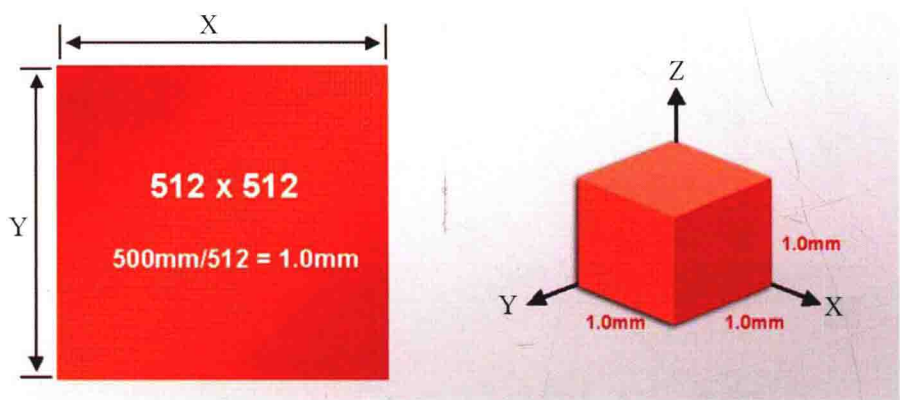


图 1.5 各向同性体素：500mm 的扫描野，重建矩阵 512×512，X-Y 轴像素的分辨率是 1mm（左图），1mm 层厚的扫描即可以得到 X-Y-Z 轴面的各向同性体素（右图），东芝公司友情提供

1.3.5 放射剂量的控制

多排螺旋 CT 对心脏检查的辐射剂量是比较高的，评估引起生物效应及风险因素的电离辐射剂量被称为“有效剂量”，用 mSv 来表示，表 1.1 列出了多排螺旋 CT（MDCT）和其他常用检查方法所接受的有效剂量^[20—22]。

表 1.1 自然界和常规检查曝光所产生的平均有效剂量

EBCT：电子束 CT	MIBI：甲氧基异丁基异腈	SPECT：单光子 CT	Tc：锝	Tl：铊
曝光		有效剂量（mSv）		
自然界中		2~5/年		
跨洋飞行		0.1（每次）		
胸片（2 次照射）		0.04~0.06		
冠状动脉成像（诊断）		2~10		
冠状动脉成像（介入）		25		
心肌 SPECT（ ^{99m} Tc - MIBI）		10		
心肌 SPECT（ ²⁰¹ Tl）		23		
头部 CT		1~2		
胸部 CT（4 层）		12~13		
腹部 CT（4 层）		15~16		
		钙化积分检查	血管成像	
电子束 CT 心脏检查		0.8~1.3	1.5~2	
4 层 CT 心脏检查		1.5~6.2	3~13	
8 层 CT 心脏检查		2.9~3.6	11.8~24.2	
32—64 层 CT 心脏检查		2.9~3.6	9~24	

多排螺旋 CT 产生的有效剂量与多种因素有关，比如扫描范围的大小，螺距（间接地反映了曝光时间）和 X 线发出的光子数量（mAs）等等。各个生产厂家都在想方设法降低剂量，包括球管准直器的应用，目的是减低非扫描区域的散射线，或者是仅获得心动周期中的某一时相。目前还没有一个导致癌症的安全 X 射线剂量范围的来参考，统计^[23]显示目前的诊断用 X 射线检查对于恶性肿瘤的发生是一危险因素，但是如果合理使用，可以控制在一个可接受的范围。

1.4 多排螺旋 CT 心脏检查中的应用

1.4.1 患者准备

要想完成十分满意的检查，患者则必需能够配合屏气及有稳定的心率。从患者进入检查室就需要有一个完整的相关操作流程，对其进行安慰，对部分焦虑患者可以舌下含服小剂量（5mg）的安定进行镇静。

由于均需要使用对比剂，有碘对比剂高过敏史的患者必须停止检查。急性或者慢性肾衰的患者需要采取保护性措施，包括摄入足够的液体，使用 n-乙酰半胱氨酸，或者使用低肾毒性^[24]的对比剂。有碘对比剂使用禁忌证的患者，则可以选择钆化物对比剂^[25]。

需要肘前静脉要留置 18—20 号针管，建立良好静脉通路。对患者要进行呼吸测试训练，以保证能够达到足够长的屏气时间，以完成心脏扫描。另外，呼吸测试可以帮助检测屏气期间潜在的心率变化，如果确实发生了大幅度的心率变化或者在屏气时产生较多异常收缩，可以通过鼻腔吸氧缓解以上情况的发生，从而提高图像质量。如果患者的心率相对较快（65~70 b. p. m.），建议口服 β 受体阻滞剂（倍他乐克），以提高舒张期时间，有利于图像的采集。目前，由于有了分段重建算法，即使不使用 β 受体阻滞剂，也可以进行高心率扫描。

1.4.2 图像采集和对比剂的使用

首先进行定位像扫描，画定扫描范围（图 1.6），然后根据定位像的解剖信息。范围为气管隆突到肝脏的上三分之一。前瞻性心电门控扫描主要用于探测冠状动脉的是否有钙化及对钙化程度进行评估（图 1.7）。具体的量化方法在第 3 章详述。

冠状动脉血管造影扫描范围同样也在同一定位像上进行，画出其相应的扫描区域。血管造影需要使用对比剂以显示冠状动脉血管树，对比剂的用量取决于扫描设备的采集时间，对于 64 排螺旋 CT 来说，为了可靠的显示，得到动脉期的图像，对比剂的用量大约是 65~75mL，对比剂注射速度要求相对快（4~5 mL/s）。

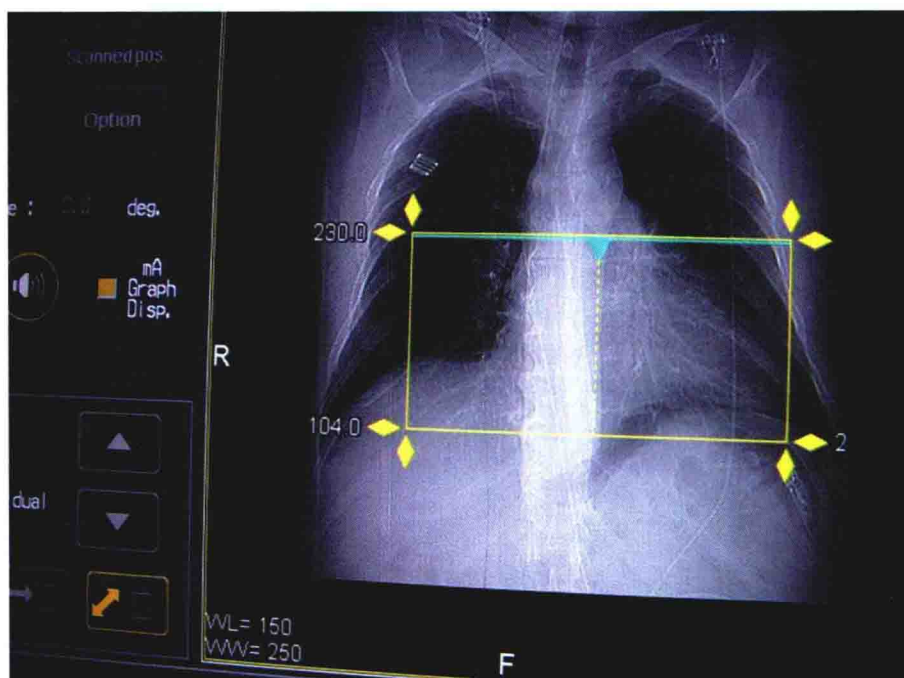


图 1.6 在定位像画定扫描范围

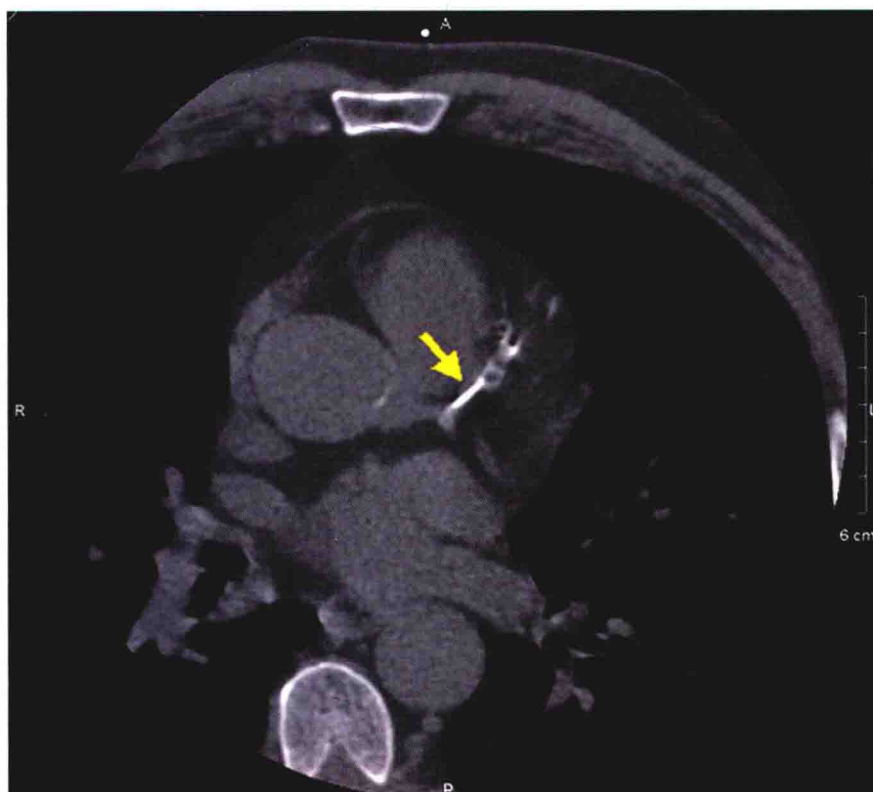


图 1.7 无对比剂前瞻性扫描显示左前降支血管壁钙化（箭头所示）

因此，扫描必须在对比剂到达主动脉根部后开始，这就需要团注扫描跟踪技术（图1.8）。团注扫描跟踪是连续对主动脉根部感兴趣区进行轴位扫描，通过测量 CT 值（Hounsfield）来监测对比剂的通过量，当达到预设的 CT 值（130~150 HU）时，提示主动脉根部的对比剂量已满足需要，然后触发整个心脏的扫描。总的扫描时间，即屏气时间，在 64 排 CT 是 8~10s，而在 16 排 CT 中是 25~30s。当所有扫描结束时，患者即可以离开。

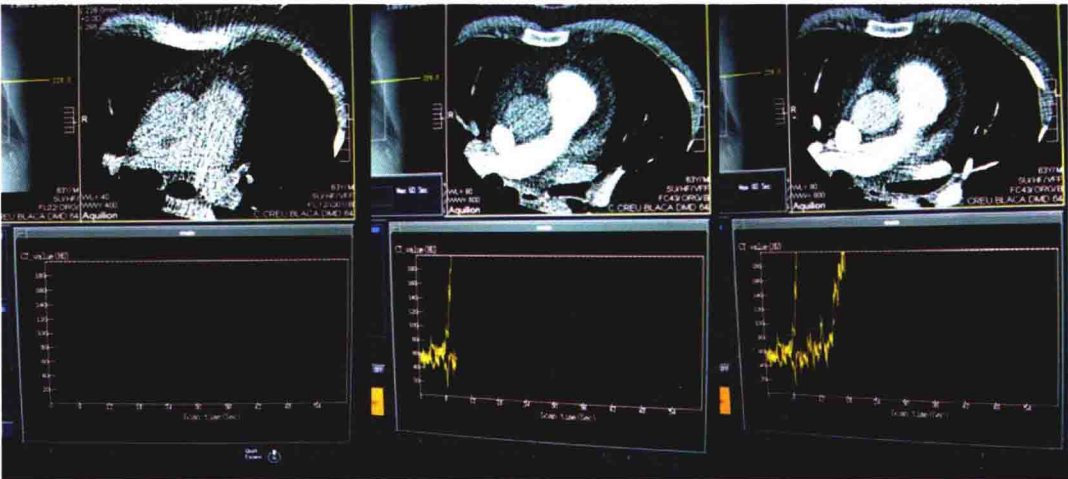


图 1.8 团注扫描技术：感兴趣区（ROIs）设置于肺动脉和升主动脉，用来显示对比剂到达的准确时间。上图显示这些大血管轴位图像，密度随时间变化而不同，下图显示时间（X 轴，秒）密度（Y 轴，CT 值 Hounsfield）曲线

1.4.3 图像重建

在工作站上，剔除由于运动产生的伪影，选择出合适的图像用来重建冠状动脉血管^[26]，这是需要一定时间处理的过程。一般情况下，右冠状动脉最好的期相是 R-R 间期的 40% 左右，而左冠状动脉是大约 80%。想要找到这些期相，就需要对整个心动周期的图像进行回顾性重建。由于必须结合心电图（ECG）信号，如果出现心率变化大的心动周期或有早搏时均可产生伪影（图 1.9）。目前的 CT 具备自动过滤心律失常的装置或者手动编辑早搏，需要注意的是，虽然可以用于分析及是切实可行的方法，但会降低重建图像的分辨率。图像的诊断是整个过程的最后一步，会在第 4 章详述。

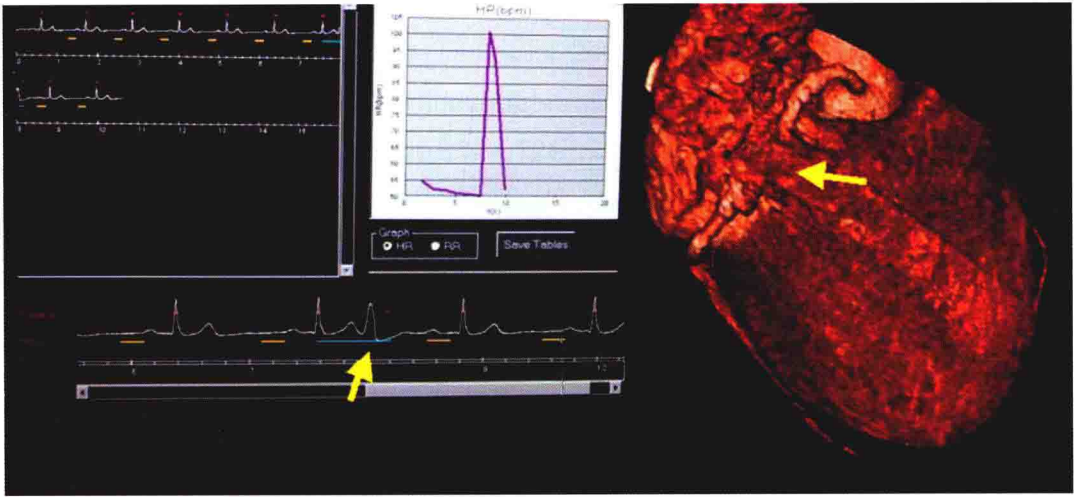


图 1.9 心脏采集过程中出现了早搏（左图箭头所示），心率突然增加，导致 3D VR 图像出现伪影（右图箭头所示部位）

整个心动周期中没有用来重建冠状动脉的回顾性重建图像不是没有价值的，相应的，心动周期每隔 5%~10% 重建整个心动周期，图像可以形成大约 10~15 个期相，通过电影模式回放，则可以对全部及局部心室壁运动功能进行测量，具体细节在第 5 章中详述。

参考文献

- [1] Hounsfield, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography).
1. Description of system. *Br J Radiol*, 1973, 46, 1016 - 22.
- [2] Hounsfield, G. N. Nobel award address: computed medical imaging. *Med Phys*, 1980, 7, 283 - 90.
- [3] Lackner, K., and P. Thurn. Computed Tomography of the heart: ECG-gated and continuous scans. *Radiology*, 1981, 140, 413 - 20.
- [4] Boyd, D. P., and M. J. Lipton. Cardiac computed tomography. *Proc IEEE*, 1983, 71, 298 - 307.
- [5] Agatston, A. S., et al. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol*, 1990, 15, 827 - 32.
- [6] Achenbach, S., W. Moshage, and K. Bachmann. Noninvasive coronary angiography by contrast-enhanced electron beam computed tomography. *Clin Cardiol*, 1998, 21, 323 - 30.
- [7] Kalender, W. A., et al. Spiral volumetric CT with single-breath-hold tech-